

**ИЗГОТОВЛЕНИЕ И СВОЙСТВА ФУНКЦИОНИЗИРОВАННЫХ МАТРИКСОВ НА ОСНОВЕ
ПОЛИМОЛОЧНОЙ КИСЛОТЫ**Ю.Д. Ленивцева¹, И.Н. Лапин², В.А. Светличный²,Научный руководитель: к.ф.-м.н. С.И. Твердохлебов¹¹Национальный Исследовательский Томский Политехнический Университет,

Россия, г.Томск, пр. Ленина, 30, 634050

²Национальный Исследовательский Томский Государственный Университет,

Россия, г.Томск, пр. Ленина, 36, 634050

E-mail: lyd150593@mail.ru**FABRICATION OF PLLA/HAP FUNCTIONALIZED SCAFFOLDS AND CHARACTERISATION OF
THEIR PROPERTIES**I.D. Lenivtceva¹, I.N. Lapin², V.A. Svetlichnyi²Scientific advisor: As. Prof., Ph.D., S.I. Tverdokhlebov¹¹Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin av., 30, 634050²Tomsk State University, Russia, Tomsk, Lenin av., 36, 634050E-mail: lyd150593@mail.ru

Annotation. Polymer composite scaffolds were obtained from the solution of poly-L-lactide acid (PLLA) by solution blow spinning. These scaffolds were impregnated with alcohol suspension of hydroxyapatite powder in different concentrations. The hydroxyapatite powder was obtained by pulsed laser deposition. Morphology and phase constitution of the scaffolds were investigated.

Одной из актуальных проблем современной медицины является реконструкция и регенерация костных тканей. Так, для заполнения костных дефектов часто используются композитные пористые материалы. Одним из распространенных полимерных материалов для изготовления композитов для регенерации костной ткани является полимолочная кислота.

Полимолочная кислота – кристаллический полимер, обладающий хорошими механическими свойствами. Установлено, что полимолочная кислота является биосовместимым полимером и деградирует на нетоксичные компоненты [1].

Для увеличения биологической активности композитных материалов, предназначенных для регенерации костной ткани, используют фосфаты кальция нано- и субмикронных размеров.

Метод лазерной абляции позволяет избежать загрязнения материала. В отличие от химических и механических методов, в методе лазерной абляции не используются примеси и масла, на материал мишени воздействует только пучок лазерного излучения.

Таким образом, целью данной работы стало получение и изучение свойств композитного материала на основе полимолочной кислоты и полученных порошков гидроксиапатита.

Получение порошка проводилось методом лазерной абляции отожженной при 1000°C мишени гидроксиапатита при равномерном сканировании лазерным пучком поверхности распыляемой мишени по осям X и Y со скоростями 0,6 мм/с и 0,01 мм/с, соответственно.

На основі полімолочної кислоти методом аеродинамічного формовання в турбулентному газовому потоці отримані неткані полімерні матеріали, як це описано в роботі [2]. Діаметр волокон в вихідних зразках матриць на основі полімолочної кислоти склав $0,45 \pm 0,15$ мкм.

Отримані мішені розпилювалися по методу лазерної абляції, описаному в роботі [3]. Отриманий порошок гідроксиапатиту змішувалися з технічно чистим спиртом в різних концентраціях, а саме: 0,1 г на 10 мл спирта (група №1), 0,3 г на 10 мл спирта (група №2), 0,6 г на 10 мл спирта (група №3). Отримані зваги піддавалися ультразвуковій обробці в течение 10 хвилин. Після цього зразки полімерних матриць (розмірами 4×10 см) пропитувалися спиртовими розчинами з різною концентрацією гідроксиапатиту.

Параметри установки: довжина хвилі лазерного випромінювання 1,064 мкм, частота імпульсів 15 Гц, тривалість одного імпульсу 7 нс, енергія одного імпульсу 39,4 мДж. Пучок фокусували на зразок збираючої лінзою, з фокусним відстанню 55 см. Контейнером для збору порошку служила скляна трубка діаметром 25 мм, довжиною 30 см.

Дослідження морфології функціоналізованих матриць PLLA–НАР проводили з використанням методу скануючої електронної мікроскопії (SEM) ESEM Quanta 400 FEG в режимі низького вакууму.

Дослідження кристалічної структури проводили з використанням дифрактометра Shimadzu XRD 6000. Зразки облучали монохроматичним CuK α випромінюванням з довжиною хвилі 1,54056 Å. Параметри: прискорююче напруга 40 кВ, ток пучка 30 мА, в діапазоні кутів сканування 7 ... 70°, крок сканування 0,03°, час збору сигналу 0,8 секунди.

Зображення СЕМ функціоналізованих матриць PLLA–НАР представлені на рис. 1.

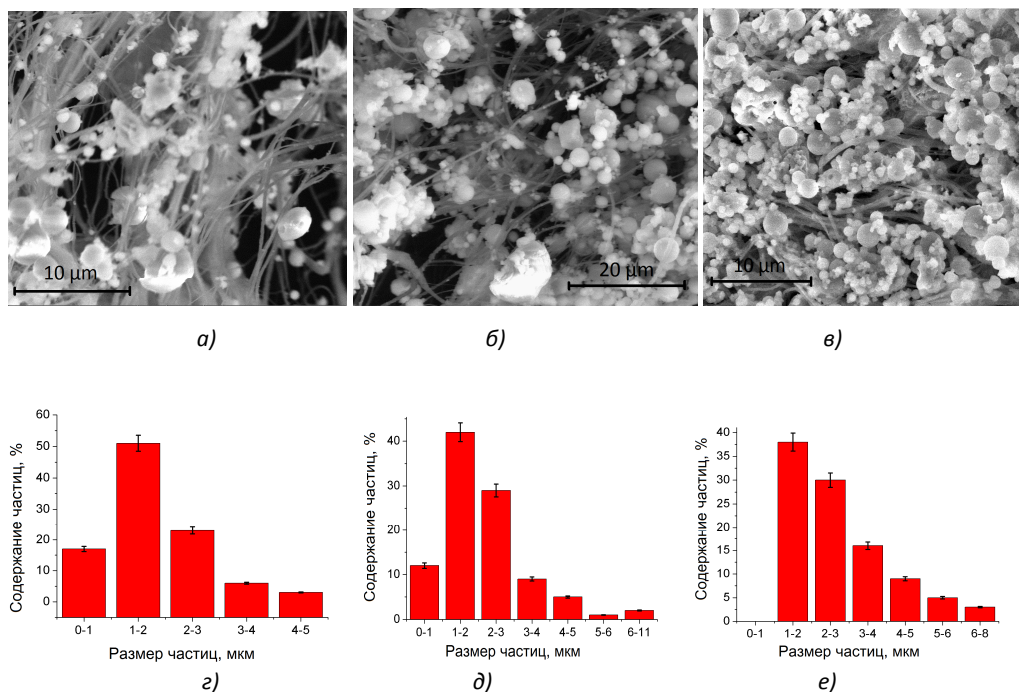


Рис. 1. Зображення со скануючого електронного мікроскопа зразків, пропитаних сумішшю а) групи 1, б) групи 2, в) групи 3. Розподілення по розмірам зразків, пропитаних суспензіями з) групи 1, д) групи 2, е) групи 3

Из рисунка 1 видно, что на волокна полимера прививаются как крупные, так и мелкие частицы, более того, число частиц гидроксиапатита в волокнах полимера увеличивается с увеличением концентрации порошка в суспензии, а количество пор уменьшается. Из распределений частиц по размерам (рисунки 1г, 1д, 1е), можно увидеть, что средний диаметр привитых частиц лежит в интервале 1-2 мкм.

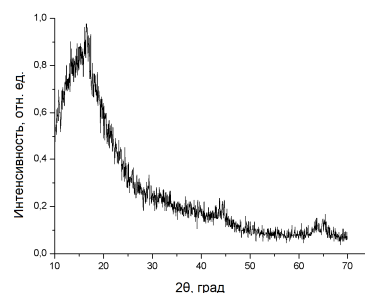
На рисунке 2 представлены дифрактограммы образцов нетканых материалов до и после пропитки суспензиями с различной концентрацией гидроксиапатита.

На дифрактограмме исходного нетканого материала, присутствует широкое гало в районе 16° (рисунок 2а), что свидетельствует об аморфной структуре сформированного материала. Гало в районе 16° сохраняется после пропитки образцов PLLA суспензией группы 1 (рисунок 2б), что свидетельствует о сохранении исходной аморфной структуры полимолочной кислоты. В других образцах гало при 16° отсутствует (рисунки 2в, 2г). Это объясняется тем, что интенсивность рефлексов, полученных от кристаллических образцов гидроксиапатита, значительно выше, чем интенсивность гало нетканого материала на основе полимолочной кислоты.

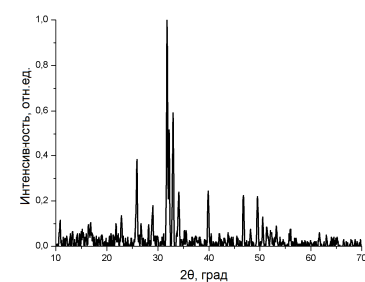
Методом аэродинамического формования в турбулентном газовом потоке были получены образцы полимолочной кислоты. Образцы PLLA матриц были пропитаны спиртовыми суспензиями гидроксиапатита и получены PLLA/HAP composites.

Показано, что, что после пропитки образцов полимолочной кислоты суспензиями спирта и гидроксиапатита различных концентраций в среднем прививаются частицы диаметром 1-2 мкм.

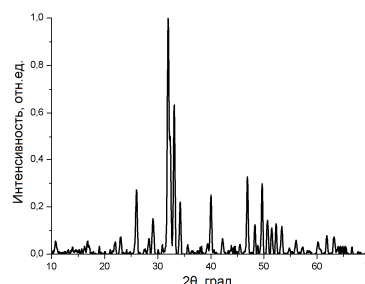
В результате рентгенофазового анализа было показано, что после пропитки образцов рефлекс в районе 16° исходной PLLA сохраняется только пропитке материала суспензией с концентрацией 0,1 г на 10 мл спирта. Дальнейшее увеличение концентрации гидроксиапатита в суспензии приводит к появлению интенсивных рефлексов кристаллического гидроксиапатита



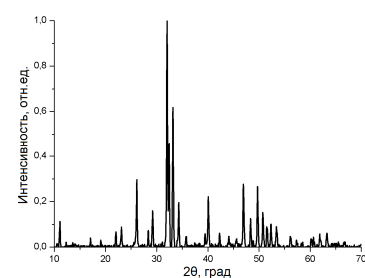
а)



б)



в)



г)

Рис. 2. Дифрактограммы а) исходного образца полимолочной кислоты, образца, пропитанного смесью б) группы 1, в) группы 2, г) группы 3

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Seal B.L, Otero T.C, Panitch A., Polymeric biomaterials for tissue and organ regeneration, //Mater. Sci. Eng.: R: – 2001. – V. 34. – p. 147–230.
2. Bol'basov E.N., Lapin I.N., Tverdokhlebov S.I., Svetlichnyi V.A., Aerodynamic Synthesis of Biocompatible Matrices and their Functionalization by Nanoparticles Obtained by the Method of Laser Ablation // Russian Physics Journal – 2014. – V. 57. – p. 293-300.

3. Смагулов А.А., Лапин И.Н., Светличный В.А., Разработка автоматизированной установки для синтеза наночастиц благородных металлов методом лазерной абляции объемных мишеней в жидкости, //Известия Томского политехнического университета. – 2013. – Т. 323. – р. 152-155.